

INVENTORS DESIGNATION SHEET

TITLE: CONNECTOR FOR MEDICAL INSTRUMENTS

PRIORITY CLAIMED UNDER 35 U.S.C. 119:

1. COUNTRY: Japan
 APPLICATION NO.: 2001-048584
 DATE OF FILING: February 23, 2001

INVENTOR #1: Norikiyo SHIBATA
 RESIDENCE: Hachioji-shi, Japan

CITIZENSHIP: Japan

INVENTOR #2: Shinya MASUDA
 RESIDENCE: Hachioji-shi, Japan

CITIZENSHIP: Japan

INVENTOR #3: Hitoshi KARASAWA
 RESIDENCE: Hachioji-shi, Japan

CITIZENSHIP: Japan

INVENTOR #4: Manabu ISHIKAWA
 RESIDENCE: Akiruno-shi, Japan

CITIZENSHIP: Japan

SEND CORRESPONDENCE TO:

OSTROLENK, FABER, GERB & SOFFEN
 1180 Avenue of the Americas
 New York, New York 10036-8403

Telephone No.: 212-382-0700

Attention: Max Moskowitz
 Registration No. 30,576

TITLE OF THE INVENTION

CONNECTOR FOR MEDICAL INSTRUMENTS

CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATION

This application is based upon and claims the benefit of priority from the prior Japanese Patent Application No.2001-048584, filed Feb.23.2001 the entire contents of which are incorporated herein by reference.

BACKGROUND OF THE INVENTION

本発明は、ソケットとプラグを用いて電源から電力を医療器具に供給する医療器具用コネクタに関する。

これまで超音波を用いて手術を行う超音波処置具が知られている。超音波処置具は振動子を備えたハンドピースを備え、このハンドピースに連結したプローブに前記振動子で発生した超音波振動を伝達し、そのプローブの先端を生体に接触させて処置を行う。電力供給ケーブルのソケットをハンドピースのプラグに接続し、前記ケーブルを通じて電源から前記ハンドピース内の振動子に電力を供給する。

ところで、ハンドピースを使用するとき、駆動電流を伝送する電力供給ケーブルは個々のハンドピースに予め接続された状態にある。プローブはその形状等が違くと生体組織に対する作用が変化する。プローブは形式の異なる種々のものがあって、その使用目的に合わせて選択して使用される。しかし、ハンドピースへのプローブの付け替えは、ねじ締結による着脱方式であるため、その付け替え作業に手間と時間が多くかかり、この作業を手術中に行なうことは、不便である。プローブの交換は手術の状況に合わせ、直ちに変更できるようにしなければならないため、プローブの付け替えではなく、予め用意したハンドピースユニットごとに取り替えるようにすることが都合良い。

プローブの付け替えではなく、予め用意したハンドピースユニットごとに取り替えるようにする場合は、ハンドピースはこれに接続されたケーブルと一緒に

取り替えることになる。

この場合、予め用意する複数のハンドピースそれぞれに専用のケーブルが接続した状態で、ハンドピースを準備しておくことになるため、ケーブルの本数は用意されたハンドピースの数だけ存在し、各ケーブルが互いに絡み合う等、器具周辺が煩雑になる。しかも、使用するケーブルを選んで電源に接続し直す作業も必要である。このため、術中、ケーブルを選んで電源に接続し直す作業をするのも不便である。

そこで、共通のケーブルを、使用しようとするハンドピースに付け替えて使用することが考えられる。この場合、ハンドピースのプラグ部における電気接点、及びケーブルのソケット部における電気接点はいずれも外部に露出する構造となる。

通常、各電気接点部は外部に露出するため、電気接点部に不必要に触れたりする。電気接点部に触れると、その電気接点部の接触面が汚れて電気接点部の電気導通性が低下してしまう虞がある。

電気接点の電気導通性の低下を防ぐため、一方の接点をオス型ピン形状とし、他方のメス側接点はオス型ピンが入り込む細い孔状に構成し、両者を嵌め合わせて電氣的に接続するようにする。U S P 第 5 , 3 9 5 , 2 4 0 号の処置具はピンと孔の差し込み嵌合形式のものである。このため、接点部の洗浄性が良くない。

手術で使用する超音波処置具は、時々、接点部に体液や血液が付着することがある。接点部に体液や血液が付着したまま放置すると、電気接点の電気導通性が低下する。このため、接続部の奥まで洗浄する必要がある。

しかし、ピンと孔の接続部形式では接続部内に血液等の汚れが付着した場合、その洗浄性が悪い。洗浄性を向上させるため、接続部周辺を開放した形の構造にすると、そのコネクタの開放部が大きくなり、電気接点部に指が触れやすくなる。誤って接点に指等が触れて接点間を短絡させた場合、温度変化によりハンドピース内部のトランスデューサに溜まった電荷が放電することがある。また、コネクタの開放部が大きいため、接点部に汚れが再び付着する虞がある。例えば、U S P 第 5 , 8 0 7 , 3 9 2 号に開示された開放構造のものを、

超音波ハンドピースに当て嵌めた場合、ピン接点間に触れ易く、その際に電荷の放電は避けられない。

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

本発明の医療器具用コネクター comprising :

電源から電力が供給されることによりアクティブになり、被検体に医療行為を行うことが可能な医療器具、

前記医療器具に接続され、前記電力を前記医療器具に供給可能な第 1 の電極を有するソケット、

前記医療器具に設けられ、前記電源からの電力が前記医療器具に供給されるように前記ソケットと係合されるプラグ、

wherein 前記プラグ includes

前記医療器具をアクティブにするために、前記第 1 の電極と電氣的に接続する接触露出部を有した第 2 の電極、前記第 2 の電極の少なくとも前記接触露出部は前記プラグにソケットを接続するときの移動方向に長く延びて配置される、and

前記第 2 の電極の少なくとも接触露出部の周囲を囲むように設けられた環状壁。

また、本発明の医療器具用コネクター comprising :

電力が供給されることによりアクティブになり、被検体に医療行為を行うことが可能な医療器具、

電源からの電力を前記医療器具に供給するための第 1 の電極を有するソケット、

前記医療器具に設けられ、前記電源からの電力が前記医療器具に供給されるように前記ソケットと係合するプラグ、

wherein 前記プラグ includes

その中央に設けられた突起、

前記医療器具をアクティブにするために、前記突起の周面に設けられると共に、前記第 1 の電極と電氣的に接続できるように少なくともその一部が前記突

起の周面に露出している第 2 の電極、and

前記突起の周面を囲むように設けられた環状壁、前記環状壁と前記突起とは両者の間に円周溝を形成するために所定の距離離間している。

Additional objects and advantages of the invention will be set forth in the description which follows, and in part will be obvious from the description, or may be learned by practice of the invention. The objects and advantages of the invention may be realized and obtained by means of the instrumentalities and combinations particularly pointed out hereinafter.

BRIEF DESCRIPTION OF THE SEVERAL VIEWS OF THE DRAWING

The accompanying drawings, which are incorporated in and constitute a part of the specification, illustrate presently preferred embodiments of the invention, and together with the general description given above and the detailed description of the preferred embodiments given below, serve to explain the principles of the invention.

図 1 は、本発明の第 1 実施形態に係る超音波凝固切開装置システムの説明図；

図 2 は、同じく本発明の第 1 実施形態に係る超音波凝固切開装置のハンドピースの斜視図；

図 3 A は、同じく本発明の第 1 実施形態に係る超音波凝固切開装置のハンドピースの図 2 中 A - O - A' 線に沿う部分の縦断面図；

図 3 B は、図 3 A 中 B - B' 線に沿う部分の横断面図；

図 3 C は、図 3 A 中 C - C' 線に沿う部分の横断面図；

図 4 は、同じく本発明の第 1 実施形態に係る超音波凝固切開装置のハンドピースにおけるハンドピースプラグ部の斜視図；

図 5 は、図 4 中 D - D' 線に沿う前記ハンドピースにおけるハンドピースプラグ部の縦断面図；

図 6 は、同じく本発明の第 1 実施形態に係る超音波凝固切開装置のハンドピースにおけるハンドピースプラグ部の清掃時の縦断面図；

図 7 は、同じく本発明の第 1 実施形態に係る超音波凝固切開装置のハンドピースにおけるハンドピースプラグ部の側面図と着脱ケーブルユニットにおけるハンドピースソケットの縦断面図；

図 8 は、図 7 中 E - E' 線に沿う前記着脱ケーブルユニットにおけるハンドピースソケットの横断面図；

図 9 は、図 7 中 F - F' 線に沿う前記着脱ケーブルユニットにおけるハンドピースソケットの横断面図；

図 10 は、同じく本発明の第 1 実施形態に係る超音波凝固切開装置のハンドピースにおけるハンドピースプラグ部と着脱ケーブルユニットにおけるハンドピースソケットの水平に断面した縦断面図；

図 11 は、同じく本発明の第 1 実施形態に係る超音波凝固切開装置のハンドピースにおけるハンドピースプラグ部と着脱ケーブルユニットにおけるハンドピースソケットの接続した状態での縦断面図；

図 12 は、同じく本発明の第 1 実施形態に係る超音波凝固切開装置のハンドピースにおけるハンドピースプラグ部と着脱ケーブルユニットにおけるハンドピースソケットに接続した状態での、その接続部を水平に断面した縦断面図；

図 13 は、本発明の第 2 実施形態に係る超音波凝固切開装置のハンドピースにおけるハンドピースプラグ部と着脱ケーブルユニットにおけるハンドピースソケットの縦断面図；

図 14 は、同じく本発明の第 2 実施形態に係る超音波凝固切開装置のハンドピースにおけるハンドピースプラグ部と着脱ケーブルユニットにおけるハンドピースソケットを接続した状態での縦断面図；

図 15 は、本発明の第 3 実施形態に係る超音波凝固切開装置のハンドピースにおけるハンドピースプラグ部の斜視図。

DETAILED DESCRIPTION

図 1 乃至図 1 2 を参照して本発明の第 1 実施形態に係る超音波凝固切開装置について説明する。

図 1 は、超音波処置装置のシステムを示す。このシステムは、複数または複数種の処置具、ここではハンドピース 201, 201, 201 a と、これらのいずれにも着脱出来るように構成したソケット 232 とケーブル 202 を備えた共通の着脱ケーブルユニット 203 とを具備する。尚、超音波振動を発生する超音波振動子はハンドピース 201, 201, 201 a にそれぞれ内挿されている。

ハンドピース 201, 201, 201 a のプラグ部 231 は共通な接続形式のものであり、これらのいずれもが、共用する着脱ケーブルユニット 203 のソケット 232 を着脱出来る。

ここでのハンドピースは、フックプローブユニット 205 を組み付けたハンドピース 201 と、シザースプローブユニット 206 を組み付けたハンドピース 201 と、更に、トロッカーユニット 207 を組み付けた別種のハンドピース 201 a との 3 本のものが用意されている。

フックプローブユニット 205 及びシザースプローブユニット 206 は同一のハンドピース 201 に対し着脱交換自在であり、一つのハンドピース 201 を共通に使用することができる。ハンドピース 201 とハンドピース 201 a はその超音波共振周波数が異なる別形式のものである。

前記フックプローブユニット 205 はフックプローブ 208 を有するものである。フックプローブ 208 は図 2 に示すように、プローブ根元 208 a に雄ねじ 208 b を形成し、この雄ねじ 208 b を前記ハンドピース 201 の後述するホーン 211 の先端に形成したプローブ取付け部 212 の雌ねじ 212 a にねじ込み接続する。フックプローブ 208 にはシース 214 が被嵌される。シース 214 の基部 215 には高周波給電端子 213 が設けられている。図 3 A に示すように、シース 214 の基端部 215 を前記ハンドピース 201 の先端部に被嵌した状態で、ハンドピース 201 の先端に設けられたシース接続部 216 に基端部 215 が着脱自在に装着される。

前記シザースプローブユニット 206 はシザースプローブ 221 を有する。

シザースプローブ 2 2 1 の根元には雄ねじが形成されている。この雄ねじ部を前記ハンドピース 2 0 1 のホーン 2 1 1 の先端に形成されたプローブ取付け部 2 1 2 の雌ねじ 2 1 2 a にねじ込むことにより、シザースプローブ 2 2 1 とホーン 2 1 1 とが締結される。シザースプローブ 2 2 1 にはハンドル 2 2 2 を含んだシース 2 2 3 が被せられる。シース 2 2 3 の基端部 2 2 4 は前記ハンドピース 2 0 1 の先端部に被嵌した状態で、シース接続部 2 1 6 に着脱自在に装着される。

トロッカーユニット 2 0 7 はその超音波共振周波数が前記フックプローブユニット 2 0 5 及びシザースプローブユニット 2 0 6 のものと異なる。このため、専用のハンドピース 2 0 1 a に対してトロッカープローブ 2 2 5 を取り付けるようにしている。トロッカープローブ 2 2 5 は図示しないが、前記のハンドピースの場合と同様にハンドピース 2 0 1 a のホーンに形成された雌ねじに対して締結されている。トロッカープローブ 2 2 5 には外套管 2 2 6 が被嵌されている。外套管 2 2 6 の基端部 2 2 7 はハンドピース 2 0 1 a に対して着脱自在に装着される。

図 1 に示すように、ハンドピース 2 0 1 及びハンドピース 2 0 1 a はいずれもその手元側端にハンドピースプラグ部 2 3 1 が設けられている。これらのハンドピースプラグ部 2 3 1 はいずれも同形式の同形状をしている。このため、共通のソケットを取り替え自在に装着できる。

ハンドピースプラグ部 2 3 1 は着脱ケーブルユニット 2 0 3 におけるケーブル 2 0 2 の片側端に設けられたハンドピースソケット 2 3 2 を着脱自在に出来るように構成されている。着脱ケーブルユニット 2 0 3 におけるケーブル 2 0 2 の他方端には電源のジェネレータ 2 3 4 に着脱自在に接続するジェネレータプラグ 2 3 3 が設けられている。そして、ジェネレータプラグ 2 3 3 より、電源のジェネレータ 2 3 4 からの駆動用電力を受け、ケーブル 2 0 2 を通じて、ハンドピースソケット 2 3 2 の内部に設けられた接点に電力を供給する。

図 2 に示すように、ハンドピース 2 0 1 の先端には前記シース 2 1 4, 2 2 3 を接続するシース接続部 2 1 6 が設けられている。ハンドピース 2 0 1 の外装は環状壁を形成するアウターケース 2 3 5 で形成されている。アウターケー

ス 2 3 5 の外周上面部位にはハンドピースソケット 2 3 2 をハンドピースプラグ部 2 3 1 に装着する際に位置合わせの目印となる指標 2 3 6 が付設されている。ハンドピースプラグ部 2 3 1 にはハンドピースソケット 2 3 2 を装着する際のガイドとなる位置合わせ溝 2 3 7 と、後述する接点を内部に含んだ、環状壁を形成するコネクターシェル 2 3 8 と、このコネクターシェル 2 3 8 の外周に形成され、ハンドピースソケット 2 3 2 を固定する際に使用するレバーを挿入するためのロックガイド 2 3 9 が設けられている。

図 3 A は図 2 の A-O-A' 線に沿う部分の縦断面を示しており、この図 3 A を参照して、前記ハンドピース 2 0 1 の内部構造を以下に説明する。

シース接続部 2 1 6 はシース 2 1 4, 2 2 3 を簡単に着脱できるように構成される。つまり、シース接続部 2 1 6 は、適度な着脱力量を実現するように、C 型形状をした C リング 2 1 6 a と、C リング 2 1 6 a が外れないように組み込む C リング枠 2 1 6 b、そしてハンドピース 2 0 1 の構造体であるインナーケース 2 4 1 にねじ固定する連結ねじ部材 2 1 6 d と、このねじ部材 2 1 6 d と共に軸方向の長さ調整を行うねじ部材 2 1 6 c とから構成される。

インナーケース 2 4 1 の内には駆動電流を受けて超音波振動にエネルギー変換するボルト締めランジュバン型振動子 2 4 2 が収納されている。ランジュバン型振動子 2 4 2 はインナーケース 2 4 1 の内面に形成されたリブ 2 4 3 にホーン 2 1 1 の手元側端に形成されているフランジ 2 1 1 a を突き当て位置決め固定されている。フランジ 2 1 1 a の前面にはパッキン 2 4 5 が配置される。固定ナット 2 4 6 をインナーケース 2 4 1 に形成された雌ねじ 2 4 7 に対して固定ナット 2 4 6 の雄ねじ 2 4 6 a を介してねじ込み、これによりボルト締めランジュバン型振動子 2 4 2 はインナーケース 2 4 1 に位置決め固定される。固定ナット 2 4 6 とホーン 2 1 1 の界面には、ホーン 2 1 1 と固定ナット 2 4 6 の間の水密を保ち、且つボルト締めランジュバン型振動子 2 4 2 の軸ずれを防ぐ目的で O リング 2 4 8 が設けられている。インナーケース 2 4 1 と固定ナット 2 4 6 の接触面には、外部からの蒸気や液体の侵入を防ぐため、O リング 2 4 9 が設けられている。

ボルト締めランジュバン型振動子 2 4 2 は駆動電流を超音波振動に変換す

る積層した圧電素子 2 5 1 がフランジ 2 1 1 a の後端面に圧着固定されている。圧電素子 2 5 1 の間には電力を供給するための端子 2 5 2 が挟み込まれている。

次に、ハンドピースプラグ部 2 3 1 の内部構造について説明する。ハンドピースプラグ部 2 3 1 内にはコネクタースhell 2 3 8 が設けられ、コネクタースhell 2 3 8 の内側にはこれに接して導電部材用ケース 2 5 5 が配置されている。この導電部材用ケース 2 5 5 を固定するために固定ナット 2 5 6 が、コネクタースhell 2 3 8 に形成された雄ねじ 2 3 8 a と固定ナット 2 5 6 に形成された雌ねじ 2 5 6 a を介して、ねじ止め固定されている。

これらコネクタースhell 2 3 8、導電部材用ケース 2 5 5、固定ナット 2 5 6 は 1 つのユニットとして組み立てられて、前記インナーケース 2 4 1 の手元側端部内に挿入配置されている。これらは接着剤及びピン 2 5 7 により、そのインナーケース 2 4 1 に固定される。インナーケース 2 4 1 の外側には前記アウターシース 2 3 5 が接着剤で固定されている。この位置合わせのために、突起 2 3 5 a がコネクタースhell 2 3 8 のスリットに嵌合している。コネクタースhell 2 3 8 と固定ナット 2 5 6 の間に挟まったパッキン 2 6 1、及びインナーケース 2 4 1 とアウターケース 2 3 5 の接触面間に配置された O リング 2 6 2 は接着剤硬化時に外観へ無用な接着剤のはみ出しを防止する。

前記コネクタースhell 2 3 8、導電部材用ケース 2 5 5、固定ナット 2 5 6 の内部には、ハンドピースソケット 2 3 2 からの駆動電流を伝達させる接点 2 6 5 が、コネクタースhell 2 3 8 の中心位置に配置されたコネクタース突起 2 6 6 の周面に 4 箇所おおよそ同心円状に配置されている。接点 2 6 5 はそれぞれの極性があり、その先端は板状に延びた電極端子になっている。後述する駆動電流供給端子 2 6 7 及び駆動電流供給端子 2 6 8 は導電部材 2 6 9 に圧入され、導電部材 2 6 9 に接続されている。各導電部材 2 6 9 は導電部材用ケース 2 5 5 に加工された穴内に配設されており、図 3 B に示すように、その反対側から各導電部材 2 6 9 の端部には端子 2 7 1 が差し込まれ、この端子 2 7 1 は固定ねじ 2 7 2 により前記導電部材 2 6 9 に固定されている。前記端子 2 7 1 の端部は U 字状に加工され、これには、ボルト締めランジュバン型振動子 2 4

2に接続するリード線273が半田付けにより接続されている。

前記各接点265の極性は図3Cで示す駆動電流を通電する駆動電流供給端子267、268、ハンドピース201の種類を検知するための電流を通電するハンドピース検知端子275、及びハンドピース検知端子276の極性としている。

図3Cで示すように、コネクタシェル238側の導電部材用ケース255の接触面には十字状に溝277が加工され、更に、同面にはハンドピース201の種類を検知する抵抗278を格納するための溝279が加工されている。そして、溝279に抵抗278を格納した後、その隙間にシリコンゴム282を充填し、これにより抵抗278の足278aはハンドピース検知端子275及びハンドピース検知端子276に加工されたスリットに固定される。十字状の加工溝277には導電部材用ケース255のコネクタシェル238との接触面に形成された十字状突起281が収まり、その隙間にはシリコンゴム282が充填されている。インナーケース241と固定ナット256の接触面間にはOリング283が設けられ、同様に導電部材用ケース255と固定ナット256の接触面間にはOリング284、更に導電部材269と導電部材用ケース255の接触面間にはOリング285が設けられ、これらにより、この部分から内部への蒸気及び液体の侵入を防いでいる。

導電部材269は駆動電流供給端子267及び駆動電流供給端子268から供給される駆動電流を通電する。2つある端子271のU字状溝それぞれにはコンデンサ286の足が半田付けされる。更に、それらの回りは熱収縮チューブ287により覆われている。コンデンサ286は導電部材用ケース255に対してシリコンゴム289により固定されている。

図3Aに示すように、インナーケース241の内側には隔壁291が形成され、この隔壁291には通し孔292が加工されている。通し孔292には前記リード線273が通してある。これによって、リード線273の配置位置を規制し、リード線273が絡む部分とボルト締めランジュバン型振動子242との接触を防止する。このため、そのリード線273の回りに被せられている熱収縮チューブ287が超音波振動による摩擦熱の発生防止と短絡防止をつ

かさどる。

次に、ハンドピース 201 のハンドピースプラグ部 231 について説明する。図 4 で示すように、コネクタージェル 238 はコネクタース突部（突起）266 を囲む環状壁を形成している。このコネクタース突部 266 はコネクタージェル 238 の内部中央に位置して、前記コネクタージェル 238 に同心的に配置されている。コネクタース突部 266 の外側周面にはガイド用の嵌合スリット 295 と、接点 265 が配設されている。接点 265 は幅の狭い帯状の板材によって形成され、コネクタース突部 266 の長手軸方向に、その長手方向が一致するように配設されている。つまり、電極を形成する板材からなる電極エレメントは前記プラグ 231 にソケット 232 を差し込んで接続するときの差し込み移動方向に長く延びる。

この接点 265 を含んだコネクタース突部 266 及びコネクタージェル 238 は図 5 で示すように、その間によって有底の円周溝としての嵌合空間 296 を同心円状に設け、コネクタース突部 266 とコネクタージェル 238 とは一定の距離（幅）を置いて離れている。この場合、嵌合空間 296 の幅は指が入り込まない距離で形成することが望ましい。

接点 265 の電極エレメントはコネクタース突部 266 の周面の一部で露出しており、その電極エレメントの露出部は円周溝から成るコネクタース嵌合溝の底面 297 から一定の距離、例えば前記接点 265 の幅以上離れて配置される。また、電極エレメントの接触露出部は前記コネクタース突部 266 の先端面からも円周溝内に奥まって配置される。例えば電極エレメントの露出部は前記接点 265 の幅以上に円周溝の奥側に離れた位置に配置されている。

前記嵌合空間 296 は通常指が入り込まない大きさである。図 6 は、前記嵌合空間 296 に洗浄ブラシ 298 のブラシ部 299 を挿脱している様子を示している。

図 7 では、ハンドピース 201、201a のハンドピースプラグ部 231 と、これに装着する着脱ケーブルユニット 203 におけるハンドピースソケット 232 を示している。

前記ハンドピースソケット 232 は内部がお椀状のソケットケース 301

を有し、ソケットケース 301 によって第一の環状壁を形成している。ソケットケース 301 の先端部にはソケット端部品 302 が接着固定されている。ソケットケース 301 の内側には概パイプ状の内ソケット 303 が形成されている。内ソケット 303 は第二の環状壁を形成するものであり、ソケットケース 301 と内ソケット 303 は同心的に配設され、その間に円周状の溝空間を形成している。第二の環状壁は第一の環状壁よりも低く、第二の環状壁内奥に配置されている。

第二の環状壁の内側に向かって嵌合突起 304 が形成され、この嵌合突起 304 の内側には接点 305 が配置されている。図 7 に示すように、ソケットケース 301 の内面上部には位置合わせ用突起 306 が形成されている。

前記接点 305 は接点支持体 307 にインサート成形により組み込まれる。この接点支持体 307 はソケットケース 301 にケーブル側から挿入され、ソケットケース 301 との接触面には O リング 308 が設けられている。接点 305 のケーブル側端部は接点支持体 307 から突き出し、この突き出し端部には圧着端子 309 が圧入され、接続される。この接続部の外側には熱収縮チューブ 311 が被せられている。

図 8 に示すように、接点支持体 307 のケーブル側端面には十字状の仕切り壁 312 が形成され、これにより端子間の沿面距離を大きく確保する。これらの部分は透明な樹脂製の充填ケース 313 で軸方向にわたり覆われ、その内側の隙間にはシリコンゴム 314 が充填されている。図 7 に示すように、充填ケース 313 と接点支持体 307 を挟み込むようにして、主支持体 317 がソケットケース 301 に対して雄ねじ 321 と雌ねじ 322 を介してねじ込み固定している。ソケットケース 301 と主支持体 317 の接触面間にはパッキン 323 が配置され、この部分を通じての外部からの液体の侵入を防いでいる。

前記圧着端子 309 に圧着したリード線 273 はケーブル 202 の外被部材を剥いだ残りのものであり、リード線 273 と外被部材の間に設けられたシールド 327 はケーブル 202 の外表面に折り返され、その外側を圧着体 328 により圧着固定されている。図 9 に示すように、圧着体 328 の外側面には三方から固定リング 329 にねじ込まれた三本の固定ねじ 330 の先端が突

き当てられ、圧着体 3 2 8 を支持固定し、ケーブル 2 0 2 の軸方向及び回転方向のずれを防止している。主支持体 3 1 7 に対して嵌め込む固定リング 3 2 9 を押さえ込むように折れ止めゴム支持体 3 3 4 は雄ねじ 3 3 5 および雌ねじ 3 3 6 を介して主支持体 3 1 7 にねじ込み固定されている。

主支持体 3 1 7 と折れ止めゴム支持体 3 3 4 の間にはパッキン 3 3 7 が配置され、また、ケーブル 2 0 2 と折れ止めゴム支持体 3 3 4 の間には密着ゴム 3 3 8 が配置され、この部分よりの液体の侵入を防止している。主支持体 3 1 7 の外側面に形成されたフランジ 3 4 1 に内面円周突起 3 4 2 を引っかけるようにして折れ止めゴム 3 4 3 が組み付けられる。それらの外側からソケットカバー 3 4 5 が被せられ、ソケットケース 3 0 1 に対して雄ねじ 3 4 6 及び雌ねじ 3 4 7 を介してねじ込み固定されている。

図 7 では接点 3 0 5 は 2 つしか見えないが、図 8 に示すように接点 3 0 5 に対応する端子は 4 つであり、接点 3 0 5 が 4 極設けられていることを示す。それぞれの端子には圧着端子 3 0 9 が圧入され、それぞれの端子はハンドピース検知端子 3 5 1 及びハンドピース検知端子 3 5 2、駆動電流端子 3 5 3 及び駆動電流端子 3 5 4 として設けられており、それぞれにはハンドピース検知電流や駆動電流が供給される。

図 1 0 はハンドピースソケット 2 3 2 を水平面で縦断して示す断面図であり、図 1 0 に示すように、ソケットケース 3 0 1 の左右側壁部には角形の孔 3 6 1 が形成されており、ソケット端部品 3 0 2 から延出したレバー 3 6 2 が前記孔 3 6 1 内に配置されている。レバー 3 6 2 の内側には内側に反り返る形状をした内レバー 3 6 3 が係着部として形成されている。内レバー 3 6 3 の端部にはロックエッジ 3 6 4 及び斜面 3 6 5 が形成されている。

内ソケット 3 0 3 の左右側壁部には角長孔状のスリット 3 6 6 が形成され、そのスリット 3 6 6 の内部には接点支持体 3 0 7 から延出した接点 3 0 5 が弾性的にスリット 3 6 6 の内部に形成した突き当て面 3 6 7 に付勢されて配置している。4 箇所対称にスリット 3 6 6 及び接点 3 0 5 が配置されている。前記スリット 3 6 6 はソケット長軸と平行である。接点 3 0 5 の一端は接点支持体 3 0 7 に支持固定されており、接点 3 0 5 の他端側中途部が弾性変形でき

る。

ハンドピース 201 を水平面で縦断した図 10 に示すように、インナーケース 241 のハンドピースプラグ部 231 に位置する内部にはロック部としてのロック穴 368 が形成されている。ロックガイド 239 の開口部付近には斜面 369 が形成されている。

次に、前記超音波凝固切開装置を使用する際の作用について説明する。本装置を使用する場合、まず、着脱ケーブルユニット 203 のジェネレータプラグ 233 を、電源のジェネレータ 234 に接続しておく。手術で使用するフックプローブユニット 205 及びシザースプローブユニット 206 を予めそれぞれのハンドピース 201 に対して組み付け、さらに、ハンドピース 201a にトロッカーユニット 207 を組み付ける。

まず、トロッカーユニット 207 を使用する場合、着脱ケーブルユニット 203 のハンドピースソケット 232 を、そのトロッカーユニット 207 を組み付けたハンドピース 201a のハンドピースプラグ部 231 に装着する。この際には位置合わせ突起 306 を位置合わせ溝 237 に案内させながら組み付けていく。着脱ケーブルユニット 203 のハンドピースソケット 232 がハンドピースプラグ部 231 に組み付いていくと、レバー 362 の内レバー 363 の斜面 365 がロックガイド 239 に導かれ、斜面 369 を乗り越えて、ロックエッジ 364 がロック穴 368 に嵌まり込む。そして、接点 305 は内側向きに付勢されているため、図 11 及び図 12 で示すように、接点 305 は接点 265 と確実に接触し、両者の電氣的導通が確保される。

一方、ジェネレータからのハンドピース検知電流は直ちに、ジェネレータプラグ 233、ケーブル 202、リード線 273、圧着端子 309、ハンドピース検知端子 351、ハンドピース検知端子 352 へと供給され、接点 305 と接触した接点 265 を介して、ハンドピース検知端子 275、ハンドピース検知端子 276 へと通電される。ハンドピース検知端子 275、ハンドピース検知端子 276 の先端には抵抗 278 が接続しているため、そのハンドピース固有の抵抗値が検出され、ジェネレータ 234 側ではそのハンドピース 201 に適した共振周波数及び電流値を駆動電流として供給するべく設定となる。

前記構成ではハンドピースプラグ部 231 を外側からハンドピースソケット 232 で覆って装着する構造のため、ハンドピース 201 及びハンドピースソケット 232 に対して外部から力を加えた際の強度が向上した。ガイド用嵌合スリット 295 に嵌合突起 304 が嵌合するため、電氣的接続に関して最適な位置関係となる。トルクやモーメントを加えても電氣的接続性能は低下しない。

次に、ハンドピース 201 a に組み付けたトロッカーユニット 207 の先端を患者の腹壁に接触させ、図示しないフットスイッチを踏むと、ジェネレータ 234 からの駆動電流が、ジェネレータプラグ 233 を経てケーブル 202、更にリード線 273、圧着端子 309 へ通電され、内ソケット 303 内部の接触面である接点 305 から接点 265 へと通電され、ハンドピース 201 a に供給される。そして、駆動電流供給端子 267、268 から導電部材 269、端子 271、リード線 273 へと駆動電流が供給され、ボルト締めランジュバン型振動子 242 で超音波振動に変換される。その際、トロッカーユニット 207 の先端で腹壁に超音波振動が作用し、腹壁に穿刺できる。

その後、外套管 226 を留置しておき、内視鏡下外科手術に使用する処置具を挿入する際に使用するようにする。これとは別の新しい外套管 226 を同様にして腹壁に穿刺する。必要数の外套管を腹壁に穿刺して留置する。

ハンドピース 201 a からハンドピースソケット 232 を取り外す場合にはレバー 362 を押し、ハンドピースプラグ部 231 からハンドピースソケット 232 を引く。すると、ロックエッジ 364 がロック穴 368 から外れ、ハンドピースソケット 232 をハンドピース 201 a から簡単に外す事が出来る。

この取り外したハンドピースソケット 232 を、他のフックプローブユニット 205 またはシザースプローブユニット 206 を組み付けたハンドピース 201 に装着する。すると、ハンドピース 201 の内部に設けられたハンドピース固有の抵抗値が検出され、ジェネレータではハンドピース 201 に適した共振周波数及び電流値になるように駆動電流供給設定が行なわれる。

そこで、適宜フットスイッチを踏めば、ジェネレータ 234 から駆動電流が

ハンドピース 201 に供給され、超音波振動に変換され、各プローブ先端において処置を行うことができる。

フックプローブユニット 205 とシザースプローブユニット 206 を取り替えて使用する際はレバー 362 を押してハンドピースソケット 232 からハンドピース 201 を外し、他のプローブユニットが組み付いたハンドピース 201 をハンドピースソケット 232 に装着し、その新たなものを使用する。

図 6 はハンドピース 201, 201a のハンドピースプラグ部 231 における嵌合空間 296 を洗浄する場合の様子を示している。ハンドピースプラグ部 231 における嵌合空間 296 に洗浄ブラシ 298 のブラシ部 299 を挿脱して洗浄を行なう。ブラシ部 299 は嵌合空間 296 の内部の隅々まで接触する。また、嵌合空間 296 はその隙間が 2 ミリから 4 ミリ程度であり、術者の指等は入らないが、洗浄ブラシ 298 のブラシ部 299 は差し込めるので、嵌合空間 296 をブラシ洗浄できる。

これによると、コネクタが嵌合するが、狭い空間に洗浄ブラシを挿通出来るため、コネクタ内部の電気接点の洗浄性が向上する。その結果、電気導通性の低下が防げる。当然のことながら、ケーブル側のソケット内はハンドピースの嵌合空間よりも広いため洗浄性は問題ない。万が一、水等の液体がコネクタ内部に入った場合でも、ハンドピース側の接点はコネクタ内部の底から距離を離して配置してあるため、多少の液体が溜まっても、接点間で短絡が起ることがない。液体の量が多い場合にはハンドピース 201, 201a を横にすれば、液体は外へ流れ出るため、同様に接点間の短絡は起らない。着脱ケーブルユニット 203 側のハンドピースソケット 232 では、液体が接点内部に液体が入っても接点の裏側に水抜き用のスリット 366 が加工されているため、液体は速やかに抜ける。したがって、接点間の短絡を防げる。

本実施形態によれば、当然の事ながらプローブのねじ部を着脱する事なく使用したいプローブを速やかに交換出来る。

以上説明した通り、第 1 の実施形態によれば、医療器具のプラグと電力供給用ソケットとを着脱自在に接続するコネクタの電気接点部の汚れを防止し、不必要に接点部に指が触れない構造であって、電気接点部の電気導通性を確保

できる医療器具システム用コネクタを得ることができる。

次に、図 1 3 及び図 1 4 を参照して、本発明の第 2 実施形態に係る超音波凝固切開装置について説明する。本実施形態は前述した第 1 実施形態の変形例であり、以下は変更点を主に説明する。

前記着脱ケーブルユニット 2 0 3 側のソケットケース 3 0 1 の、コネクタシェル 2 3 8 が突き当たる面に、パッキン 4 0 1 を配設した。このため、図 1 4 に示すように、ハンドピースソケット 2 3 2 をハンドピースプラグ部 2 3 1 に装着すると、コネクタシェル 2 3 8 の端面が、そのパッキン 4 0 1 に突き当たって接触する。このため、この装着状態で液体に浸漬しても液体はコネクタ内部に侵入しない。このため、接点同士が短絡する事を防げる。本実施形態によれば、前述した第 1 実施形態と同じ作用効果が得られる。

次に、図 1 5 を参照して、本発明の第 3 実施形態に係る超音波凝固切開装置について説明する。本実施形態は前述した第 1 実施形態の変形例であり、その変更点を主に説明する。

超音波処置具において、ハンドピースは 1 種類のシステムの場合であり、検知抵抗は不要のため、図 1 5 に示すように、接点 2 6 5 は 2 箇所のみで良い。本実施形態の効果は異なるハンドピースを使用出来ない事を除いて本実施形態によれば、前述した第 1 実施形態と同じ作用効果が得られる。

上述の第 1 から第 3 の実施形態は本発明を実施するための好ましい構成を示したものであり、本発明は上述の第 1 から第 3 の実施形態に記載した超音波処置装置に限定されるものではない。つまり、本発明は、プラグを備える医療器具と、そのプラグに係合するソケットを有する医療器具システム用コネクタに関する発明であり、プラグとソケットとが係合したとき、電源から供給される電力に基づいてアクティブになる全ての医療器具に応用ができる。例えば、電気メスや熱メスに用いられるプラグとソケットに用いることができる。

Additional advantages and modifications will readily occur to those skilled in the art. Therefore, the invention in its broader aspects is not limited to the specific details and representative embodiments shown and described herein. Accordingly, various modifications may be

made without departing from the spirit or scope of the general inventive concept as defined by the appended claims and their equivalents.

WHAT IS CLAIMED IS:

1. 医療器具用コネクタ comprising:

電源から電力が供給されることにより、アクティブになり、被検体に医療行為を行うことが可能な医療器具、

前記医療器具に接続されることにより、前記電力を前記医療器具に供給可能な第1の電極を有するソケット、

前記医療器具に設けられ、前記電源からの電力が前記医療器具に供給されるように前記ソケットと係合するプラグ、

wherein 前記プラグ includes

前記医療器具をアクティブにするために、前記第1の電極と電氣的に接続する接触用露出部を有した第2の電極、前記第2の電極の少なくとも前記露出部は前記プラグにソケットを接続する操作のときの移動方向に沿って長く延びて配置される、 and

前記第2の電極の少なくとも前記露出部の周囲を囲むように設けられた環状壁。

2. 医療器具システム用コネクタ according to claim 1, wherein 前記第1の電極 comprises 複数の電極エレメント、前記第2の電極 comprises 前記第1の電極と同数の電極エレメント、 and 前記ソケットと前記プラグとが係合したときに、各々複数の前記第1及び第2の電極エレメントは互いに電氣的に接続される。

3. 医療器具用コネクタ according to claim 2, wherein 前記プラグ further comprises 前記複数の第2の電極エレメントがその周面に設けられた突起、前記複数の第2の電極エレメントは少なくともその一部が前記突起の周面に露出している、前記環状壁と前記突起とは両者の間に円周溝を形成するために所定の距離離間している。

4. 医療器具用コネクタ according to claim 3, wherein 前記環状壁の前記円周溝の底面からの高さは、前記突起の前記円周溝の底面からの高さよりも高い。

5. 医療器具用コネクタ according to claim 1, 前記第2の電極の周囲を

囲むように設けられた環状壁は第 1 の環状壁である、wherein 前記プラグ further comprises 前記第 1 の環状壁の内側に配設されると共に前記第 2 の電極が設けられた突起、 and 前記ソケット further comprises 前記突起と係合可能な第 2 の環状壁、前記第 1 の電極は前記第 2 の環状壁に設けられている。

6. 医療器具用コネクタ—according to claim 5, wherein 前記ソケット further comprising 前記第 1 の環状壁と係合可能な第 3 の環状壁、前記第 3 の環状壁は前記第 2 の環状壁よりも高い。

7. 医療器具用コネクタ—according to claim 5, wherein 前記ソケットが前記プラグと係合したときに、前記第 2 の環状壁は前記突起と係合し、and 前記第 1 の電極は前記第 2 の電極と電氣的に接続する。

8. 医療器具用コネクタ according to claim 1, further comprising :
前記医療器具の種類を検知するために前記プラグに設けられた素子、
前記プラグに設けられ、前記素子と電氣的に接続された第 3 の電極、
前記第 3 の電極と電氣的に接続可能に前記ソケットに設けられる第 4 の電極。

9. 医療器具用コネクタ according to claim 8, wherein 前記素子は電気抵抗である。

10. 医療器具用コネクタ according to claim 1, further comprising :
前記医療器具に適した電力を前記電源から供給できるように前記プラグに設けられた、前記医療器具の種類を検知するための素子。

11. 医療器具用コネクタ—according to claim 10, wherein 前記素子は電気抵抗である。

12. 医療器具用コネクタ comprising :

電力が供給されることによりアクティブになり、被検体に医療行為を行うことが可能な医療器具、

電源からの電力を前記医療器具に供給するための第 1 の電極を有するソケット、

前記医療器具に設けられ、前記電源からの電力が前記医療器具に供給されるように前記ソケットと係合するプラグ、

wherein 前記プラグ includes

その中央に設けられた突起、

前記医療器具をアクティブにするために、前記突起の周面に設けられると共に、前記第 1 の電極と電氣的に接続できるように少なくともその一部が前記突起の周面に露出している第 2 の電極、 and

前記突起の周面を囲むように設けられた環状壁、前記環状壁と前記突起とは両者の間に円周溝を形成するために所定の距離離間している。

1 3. 医療器具用コネクタ according to claim 12, wherein 前記第 1 の電極 comprises 複数の電極エレメント、前記第 2 の電極 comprises 前記第 1 の電極と同数の電極エレメント、and 前記ソケットと前記プラグとが係合したときに、各々複数の前記第 1 及び第 2 の電極エレメントは互いに電氣的に接続される。

1 4. 医療器具システム用コネクタ according to claim 12, wherein 前記環状壁の前記円周溝の底面からの高さは、前記突起の前記円周溝の底面からの高さよりも高い。

1 5. 医療器具用コネクタ according to claim 12, 前記第 2 の電極の周囲を囲むように設けられた環状壁は第 1 の環状壁である、wherein 前記プラグ further comprises 前記第 1 の環状壁の内側に配設されると共に前記第 2 の電極が設けられた突起、 and 前記ソケット further comprises 前記突起と係合可能な第 2 の環状壁、前記第 1 の電極は前記第 2 の環状壁に設けられている。

1 6. 医療器具用コネクタ according to claim 15, wherein 前記ソケット further comprising 前記第 1 の環状壁と係合可能な第 3 の環状壁、前記第 3 の環状壁は前記第 2 の環状壁よりも高い。

1 7. 医療器具用コネクタ according to claim 15, wherein 前記ソケットが前記プラグと係合したときに、前記第 2 の環状壁は前記突起と係合し、and 前記第 1 の電極は前記第 2 の電極と電氣的に接続する。

1 8. 医療器具用コネクタ according to claim 12, further comprising :
前記医療器具の種類を検知するために前記プラグに設けられた素子、
前記プラグに設けられ、前記素子と電氣的に接続された第 3 の電極、

前記第 3 の電極と電氣的に接続可能に前記ソケットに設けられた第 4 の電極。

19. 医療器具用コネクタ according to claim 18, wherein 前記素子は電気抵抗である。

20. 医療器具用コネクタ according to claim 12, further comprising :
前記医療器具に適した電力を前記電源から供給できるように前記プラグに設けられた、前記医療器具の種類を検知するための素子。

21. 医療器具用コネクタ according to claim 20, wherein 前記素子は電気抵抗である。

22. 医療器具用コネクタ according to claim 1, wherein
前記第 2 の電極は前記プラグにソケットを接続する操作のときの移動方向に長く延びる板状の電極である。

23. 医療器具用コネクタ according to claim 1, wherein
前記第 1 の電極は前記医療器具の前記プラグにソケットを接続する操作のときの移動方向に長く延びる、弾性を有する板状の電極である。

24. 医療器具用コネクタ according to claim 1, further comprising :
前記プラグに設けられ、前記プラグに前記ソケットを接続するとき、前記ソケットの移動方向を規制するガイド。

25. 医療器具用コネクタ according to claim 1, further comprising :
前記プラグに設けられたロック部、
前記ソケットに設けられた係着するレバー、
wherein 前記レバー includes

前記プラグに前記ソケットを装着するとき、前記ロック部に自動的に係着する係着部と、前記ロック部に係着したレバーの係着を解除する操作部。

26. 医療器具用コネクタ according to claim 1, wherein 前記ソケット further comprises 電源から電力を使用する医療器具に供給する一本のケーブル、and wherein 前記ソケットは、前記一本のケーブルに接続され、前記プラグの形式が同一の複数の医療器具に取り替え自在に接続可能な形態のもの。

27. 医療器具用コネクタ comprising :

駆動電流を超音波振動に変換する振動子と、ジェネレータからの駆動電流を前記振動子に供給するケーブルと接続されたソケットと、このソケットと着脱自在に接続するプラグと、前記振動子と前記プラグを備えた超音波ハンドピース、

前記プラグ部の中央に形成された突起、

前記突起の周囲に距離を置いて前記突起を囲むように形成された環状壁、

前記突起の周囲に前記環状壁で囲まれる位置に配設された電気接点。

28. 医療器具用コネクタ according to claim 27, wherein 前記電気接点は前記突起の周面上にハンドピース長軸と平行に配置した。

29. 医療器具用コネクタ according to claim 28, wherein 前記電気接点は前記環状壁と前記突起との間に形成される円周溝部の奥底から電気接点の幅以上離れた位置に前記突起から露出して配設される。

30. 医療器具用コネクタ according to claim 28, wherein 前記突起と前記環状壁との間に形成される円周溝部の幅は前記電気接点の幅よりも大きく前記突起の径よりも小さい。

31. 医療器具用コネクタ according to claim 30, wherein 前記プラグ further comprises 前記突起の周面部に配設した複数の電気接点間に、ハンドピース長軸と平行に形成された嵌合溝部。

32. 医療器具用コネクタ according to claim 29, wherein 前記電気接点は前記突起の先端面から前記電気接点の幅以上、前記円周溝の奥側に離れた位置に配置される。

33. 医療器具用コネクタ comprising :

駆動電流を超音波振動に変換する振動子、ジェネレータからの駆動電流を前記振動子に供給するケーブルと接続されたソケット、このソケットと着脱自在に接続するプラグ、前記振動子と前記プラグを備えた超音波ハンドピース、

前記ソケットに設けられた第1の電気接点と、前記第1の電気接点と電氣的に接続される、前記プラグに設けられた第2の電気接点、

wherein 前記プラグは、電気接点の周囲にその電気接点を囲むように環状壁

を有する。

34. 医療器具用コネクタ—according to claim 33, 前記プラグ further comprises 前記環状壁の外周に設けられた、前記ソケットに係着するアダプター。

35. 医療器具用コネクタ—comprising:

駆動電流を超音波振動に変換する振動子、前記振動子を有する超音波ハンドピース、前記超音波ハンドピースに設けられ、第1の電気接点を有するプラグ、前記プラグに対し着脱自在に装着されるハンドピースソケット、前記振動子にジェネレータからの駆動電流を供給するケーブルユニット、前記ハンドピースソケットに設けられ、前記超音波ハンドピースのプラグ部のコネクタ突起に嵌合する内部空間を設けたソケット、

wherein 前記ソケット includes そのソケットの外周から前記内部空間に貫通するスリット、and 前記スリットの内部に設けられた前記第1の電気接点に接触する第2の電気接点。

36. 医療器具用コネクタ—according to claim 35, wherein 前記第2の電気接点の一端はソケットに支持固定されており、他端側部分は弾性変形できる。

37. 医療器具用コネクタ—according to claim 36, wherein 前記スリットはソケット長軸と平行である。

38. 医療器具用コネクタ—according to claim 37, wherein 前記ソケットは第一の環状壁と第二の環状壁とを有し、第二の環状壁は第一の環状壁の内側に配置され、前記スリットは第二の環状壁に形成される。

39. 医療器具用コネクタ—according to claim 38, wherein 前記第二の環状壁は、前記第一の環状壁よりも低い。

40. 医療器具用コネクタ—according to claim 38, wherein 前記ソケット further comprises 前記第一の環状壁と前記第二の環状壁との間の底に配置される、ケーシングとソケットの間の水密を維持する円周状のパッキン。

ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

本発明は、医療器具のプラグに接続されるソケットに、前記医療器具にソケットを接続するときの操作移動方向に長く延びる板状の電極を設け、前記プラグにはソケットを接続するときの操作移動方向に長く延びる板状の電極を設け、前記プラグにはそのプラグの電極の周囲を囲む環状壁を設けた医療器具システム用コネクタ。